

Rec'd PCT/PTC 10 JUN 2005

PCT/IB 03/05603

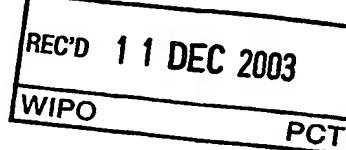
02.12.03



Europäisches  
Patentamt

European  
Patent Office

Office européen  
des brevets



Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

02102755.2

**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Best  
Available  
Copy

Der Präsident des Europäischen Patentamts;  
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets  
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:  
Application no.: 02102755.2  
Demande no:

Anmeldetag:  
Date of filing: 13.12.02  
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Corporate Intellectual Property GmbH  
Habsburgerallee 11  
52064 Aachen  
ALLEMAGNE

Koninklijke Philips Electronics N.V.  
Groenewoudseweg 1  
5621 BA Eindhoven  
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:  
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.  
If no title is shown please refer to the description.  
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Verfahren und Anordnung zur Positionsbestimmung eines Gegenstandes in einem MR-Gerät

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s) revendiquée(s)  
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/  
Classification internationale des brevets:

G01R33/28

Anmeldetag benannte Vertragstaaten/Contracting states designated at date of filing/États contractants désignés lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR IE IT LI LU MC NL PT SE SI SK

## BESCHREIBUNG

### Verfahren und Anordnung zur Positionsbestimmung eines Gegenstandes in einem MR-Gerät

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Positionsbestimmung eines in dem Untersuchungsbereich eines MR-Gerätes befindlichen Gegenstandes wie beispielsweise eines medizinischen

5 Interventionsinstruments. Weiterhin betrifft die Erfindung ein MR-Gerät sowie spezielle Komponenten zur Durchführung des Verfahrens.

Eine Vorrichtung der eingangs genannten Art ist aus der Patentschrift DE19844762 bekannt.

Darin ist ausgeführt, dass ein Kernresonanzsignal aus einem beschränkten Bereich eines

10 abzubildenden Untersuchungsbereichs deutlich erhöht werden kann, wenn man in unmittelbarer Nähe des Bereichs eine gesonderte Spulenanordnung positioniert, die zu einem resonanten Stromkreis geschlossen wird. Durch diese Anordnung wird ein zusätzliches Signal

generiert, welches Rückschlüsse auf die Position der Spulenanordnung zulässt. Damit die Spulenanordnung, die beispielsweise an einem Katheter angebracht ist, unabhängig von ihrer

15 Ausrichtung zu dem Hauptmagnetfeld des MR-Gerätes ist, wird vorgeschlagen, die Spulenanordnung aus drei entkoppelten Spulenanordnungen aufzubauen, wobei die Spulenachsen jeweils senkrecht aufeinander stehen. Das durch eine solche Spulenanordnung generierte Signal ist lediglich als zusätzliches Signal in den übrigen Kernresonanzsignalen enthalten,

wodurch es oftmals von diesen nur schwer zu unterscheiden ist. Dadurch wird die Erkennbarkeit bzw. die Positionsbestimmung der Spulenanordnung stark beeinträchtigt.

20

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren sowie die Mittel zur Durchführung des Verfahrens anzugeben, mit dem / denen eine bessere Erkennbarkeit bzw. Positionsbestimmung eines Gegenstandes in einem MR-Gerät möglich ist.

25

Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zur Positionsbestimmung eines in dem Untersuchungsbereich eines MR-Gerätes befindlichen Gegenstandes, mit den Schritten

a) Erzeugung eines Hochfrequenz-Magnetfeldes in dem Untersuchungsbereich, welches im wesentlichen parallel zu einem gleichzeitig wirksamen Hauptmagnetfeld verläuft, wobei mit Hilfe von an dem Gegenstand angebrachten Umwandlungsmitteln in deren Umgebung aus dem Hochfrequenz-Magnetfeld eine zu dem Hauptmagnetfeld senkrechte Komponente des

5 Hochfrequenz-Magnetfeldes erzeugt wird,

b) Erfassung des als Folge der senkrechten Komponente des Hochfrequenz-Magnetfeldes angeregten Kernresonanzsignals in Verbindung mit einem Gradientenmagnetfeld,

c) Auswertung der Kernresonanzsignale und Bestimmung der Position des Gegenstandes.

10 Zur Lösung der Aufgabe wird statt der bisher bekannten, zum Hauptmagnetfeld senkrecht verlaufenden Hochfrequenz-Magnetfelder ein neues Hochfrequenz-Magnetfeld erzeugt, welches im Untersuchungsbereich des MR-Gerätes im wesentlichen parallel zu dem gleichzeitig wirksamen Hauptfeld verläuft. Durch den parallelen Verlauf wird zunächst kein Kernresonanzsignal angeregt. Weiterhin befinden sich in dem Untersuchungsbereich Umwandlungsmittel, die in ihrer Umgebung aus dem Hochfrequenz-Magnetfeld eine zu dem Hauptmagnetfeld senkrechte Komponente des Hochfrequenz-Magnetfeldes erzeugen. Diese senkrechten Komponenten bewirken in der Umgebung der Umwandlungsmittel die Anregung eines Kernresonanzsignals. Im Gegensatz zur herkömmlichen Bildgebung, wo in einem großen Bereich des Untersuchungsobjekts ein Kernresonanzsignal angeregt wird, findet hier nur eine

15 Anregung eines Kernresonanzsignals in der Umgebung der Umwandlungsmittel statt. Analog zum herkömmlichen bildgebenden Verfahren wird dieses Kernresonanzsignal in Verbindung mit wenigstens einem Gradientenmagnetfeld mit den bekannten Erfassungsmitteln erfasst. Durch die Überlagerung des Hauptmagnetfeldes mit dem Gradientenmagnetfeld erhält man eine Ortsauflösung des erfassten Signals entlang des Gradienten, woraus sich nach einer Aus-

20 wertung der Signale bekanntermaßen die Position der Umwandlungsmittel und damit des Gegenstandes, an dem die Umwandlungsmittel angebracht sind, bestimmen lässt.

25

Durch dieses Verfahren ist es möglich, die Positionsbestimmung eines Gegenstandes unabhängig von der eigentlichen Bildgebung durchzuführen. Insbesondere im Vergleich zu dem in

DE19844762 offenbarten Verfahren, bei dem die Signale der Mikrospulen als geringe Signalerhöhung zusätzlich zu den übrigen Kernresonanzsignalen vorliegen, erhält man mit erfindungsgemäßen Verfahren ausschließlich Signale aus den Umgebungsbereichen der Umwandlungsmittel, was eine Auswertung erheblich erleichtert und präzisiert. Ist für den

- 5 5 Anwender lediglich die Position des Gegenstandes in einer Dimension von Interesse, so erlaubt die Entkopplung der eigentlichen Bildgebung von der Positionsbestimmung einen erheblich beschleunigten Empfangs- und Auswerteprozess, da beispielsweise während des Empfangs der Signale nur ein Gradientenfeld wirksam zu sein braucht und das Signal nur hinsichtlich einer Dimension ausgewertet werden muss. Es ist aber auch denkbar, mehrere
- 10 10 Gradientenfelder einzusetzen, um beispielsweise die Position in drei Dimensionen zu bestimmen. Durch die Entkopplung der Bildgebung von der Positionsbestimmung ist es möglich, bei der Bildgebung eine andere Ortsauflösung als bei der Positionsbestimmung zu verwenden oder die Position aus lediglich einer einzigen Projektion je Raumrichtung zu bestimmen.
- 15 15 Die Aufgabe wird weiterhin gelöst mit einem MR-Gerät zur Durchführung eines oben genannten Verfahrens, mit
  - a) Mitteln zur Erzeugung eines Hauptmagnetfeldes in einem Untersuchungsbereich,
  - b) Mitteln zur Erzeugung eines Hochfrequenz-Magnetfeldes im Untersuchungsbereich, welches im wesentlichen parallel zum Hauptmagnetfeld verläuft,
- 20 20 c) Mitteln zur Erzeugung von wenigstens einem Gradientenmagnetfeld,
- d) Mitteln zur Erfassung von Kernresonanzsignalen,
- e) einer Auswerteeinheit zu Auswerten der Kernresonanzsignale,
- f) einer Steuereinheit zum Steuern der vorgenannten Komponenten derart, dass folgende Schritte ausgeführt werden:
- 25 25 f1) Erzeugung eines Hochfrequenz-Magnetfeldes in dem Untersuchungsbereich, welches im wesentlichen parallel zu einem gleichzeitig wirksamen Hauptmagnetfeld verläuft, wobei mit Hilfe von an dem Gegenstand angebrachten Umwandlungsmitteln in deren Umgebung eine dazu senkrechte Komponente des magnetischen Hochfrequenzfeldes erzeugt wird,

f2) Erfassung des als Folge der senkrechten Komponente des Hochfrequenz-Magnetfeldes angeregten Kernresonanzsignals in Verbindung mit einem Gradientenmagnetfeld,  
f3) Auswertung der Kernresonanzsignale und Bestimmung der Position des Gegenstandes.

5 Das zur Durchflutung des Untersuchungsbereichs notwendige Hauptmagnetfeld des MR-Gerätes kann bekanntermaßen beispielsweise mit einer Luftspule, deren Wicklungen je nach gewünschter Feldstärke supraleitend ausgeführt ist, oder mit Permanentmagneten realisiert werden. Die Erzeugung des zu dem Hauptmagnetfeld parallelen Hochfrequenz-Magnetfeldes kann beispielsweise dadurch realisiert werden, dass die Spulenanordnung des Hauptmagnetfeldes zusätzlich mit einem elektrischen Impuls beaufschlagt wird, wodurch in dem Untersuchungsbereich zusätzlich ein Hochfrequenz-Magnetfeld parallel zum Hauptmagnetfeld entsteht. Insbesondere bei einer supraleitenden Ausgestaltung der Spule des Hauptmagnetfeldes ist alternativ nach Anspruch 3 auch der Einsatz einer gesonderten Spulenanordnung möglich, um das gewünschte Hochfrequenz-Magnetfeld zu erzeugen. Eine solche Spulenanordnung kann beispielsweise parallel bzw. abwechselnd zu den Wicklungen der Spulenanordnung des Hauptmagnetfeldes auf einen gemeinsamen Träger gewickelt sein. Es ist auch möglich, eine eigenständige Komponente für ein MR-Gerät auszubilden, auf der die Spulenanordnung angeordnet ist und die innerhalb oder außerhalb der Spulenanordnung des Hauptmagnetfeldes positioniert wird. Eine solche Komponente kann dann beispielsweise als 10 optionale Zusatzkomponente zu einem MR-Gerät vertrieben werden.

15

20

Das durch das Hochfrequenz-Magnetfeld angeregte Kernresonanzsignal wird mit bekannten Erfassungsmitteln wie Antennen oder Spulen erfasst. Dabei können diese Erfassungsmittel sowohl zur Erfassung von Kernresonanzsignale zur Positionsbestimmung als auch zur Erfassung von bildgebenden Kernresonanzsignalen verwendet werden (zur Erzeugung von bildgebenden Kernresonanzsignalen enthält das MR-Gerät dann zusätzlich noch Mitteln zur Erzeugung eines Hochfrequenz-Magnetfeldes im Untersuchungsbereich, welches im wesentlichen senkrecht zum Hauptmagnetfeld verläuft). Das erfasste Kernresonanzsignal gelangt in eine Auswerteeinheit, die neben einer möglichen Bildrekonstruktion ebenfalls das 25

Kernresonanzsignal zur Positionsbestimmung auswertet. Weiterhin enthält das MR-Gerät eine Steuereinheit, die die übrigen genannten Komponenten derart steuert, dass ein erfindungsgemäßes Verfahren ausführbar ist. Sowohl die Auswerteeinheit als auch die Steuereinheit kann programmierbar ausgestaltet sein, die gemäß Anspruch 10 in die Lage versetzt werden, Ihre

5 jeweilige Aufgabe auszuführen.

Die zur Durchführung des erfindungsgemäßigen Verfahrens notwendigen Umwandlungsmittel können beispielsweise durch eine aktive Einheit mit einem Sender und einem Empfänger, worin mit Hilfe einer Empfangs-Antenne das Hochfrequenz-Magnetfeld empfangen und über

10 eine Abstrahl-Antenne dieses räumlich um  $90^\circ$  verdreht wieder abstrahlt wird. Eine mögliche Alternative ist gemäß Anspruch 4 die Realisierung durch eine Spulenanordnung, die so dimensioniert ist, dass sie an dem Gegenstand, dessen Position bestimmt werden soll, angebracht werden kann. Die Spule der Spulenanordnung muss dabei so positioniert werden, dass ihre Spulenachse einen von  $90^\circ$  verschiedenen Winkel zum Hochfrequenz-Magnetfeld auf-

15 weist. Dann wird in der Spulenanordnung ein Strom induziert, durch den in der Umgebung der Spulenanordnung ein Hochfrequenz-Magnetfeld entsteht, welches eine zu dem anregenden Hochfrequenz-Magnetfeld senkrechte Komponente enthält. Die senkrechte Komponente ist am größten, wenn die Spulenachse der Spule einen Winkel von  $45^\circ$  zum Hochfrequenz-Magnetfeld bildet. Sie kann gemäß Anspruch 5 zusätzlich erhöht werden, wobei die Resonanzfrequenz vorzugsweise der Frequenz des Hochfrequenz-Magnetfeldes entspricht. Wird

20 der Gegenstand während der Untersuchung des Objekts bewegt, so kann die geometrische Voraussetzung unter Umständen nicht immer erfüllt werden. Daher wird gemäß Anspruch 6 eine Spulenanordnung mit mehreren Spulen vorgeschlagen, wobei die Spulenachsen der Spulen nicht den Winkel von  $90^\circ$  zueinander einnehmen dürfen, da sich dann die zu dem

25 Hauptmagnetfeld senkrechten Hochfrequenz-Magnetfelder der einzelnen Spulen gerade gegenseitig aufheben.

Wird das MR-Gerät zu Untersuchungen oder Operationen mit einem medizinischen Interventionsinstrument eingesetzt, so kann gemäß Anspruch 7 an dem Instrument eine solche

Spulenanordnung angebracht werden, um seine Position, insbesondere die Position der Spitze des Instruments, während der Untersuchung zu bestimmen und dem Benutzer anzuzeigen. Bei der Verwendung eines Katheters nach Anspruch 8 können die Umwandlungsmittel besonders einfach mit einem Trägerkörper gemäß Anspruch 9 an dem Katheter angebracht werden.

5

Die folgenden Beispiele und Ausführungsformen werden durch die Figuren gestützt. Es zeigen Fig. 1a und 1b jeweils ein Flussdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens,

Fig. 2 ein MR-Gerät,

Fig. 3 die Prinzipanordnung von möglichen Umwandlungsmitteln,

10 Fig. 4 eine vektorielle Betrachtung der Magnetfelder in der Umgebung der Umwandlungsmittel,

Fig. 5a bis 5c erfasste Signale in einer Dimension und

Fig. 6 die Spitze eines Katheters mit Umwandlungsmitteln.

15 In Fig. 1a ist als Flussdiagramm ein erfindungsgemäßes Verfahren dargestellt. In Schritt 82 wird das Hauptmagnetfeld eines MR-Gerätes aktiviert. Ein solches MR-Gerät ist in Fig. 2 schematisch dargestellt. Im Zentrum der Apparatur steht ein Hauptmagnet M, der in einem Untersuchungsbereich ein im wesentlichen homogenes, stationäres Hauptmagnetfeld mit einer Flussdichte von z.B. 1.5 oder 3 Tesla in z-Richtung erzeugt. Bei dem Magneten M handelt es

20 sich üblicherweise um einen supraleitenden Elektromagneten, sodass der Schritt 82 aufgrund der Dauer des Aktivierens in der Regel nicht vor jeder Untersuchung, sondern einmalig zu Beginn einer Betriebsperiode durchgeführt wird. In den Magneten M einfahrbare ist ein Patiententisch P, auf dem sich bei einer Untersuchung ein Patient oder anderes Untersuchungsobjekt befindet. Die Feldrichtung des Hauptmagnetfeldes verläuft typischerweise parallel zur Längs-

25 richtung des Patiententisches P. Des weiteren ist eine Anordnung von Gradientenspulen GX, GY, GZ vorgesehen, die über nicht näher dargestellte Gradientenverstärker mit Strom versorgt werden. Damit lassen sich im Untersuchungsbereich die für die verschiedenen Pulssequenzen benötigten Gradientenpulse in beliebigen Raumrichtungen erzeugen. Eine erste Hochfrequenzspulen-Anordnung RF dient dazu, auf bekannte Art und Weise einerseits

Hochfrequenzmagnetpulse, deren Magnetfeld-Richtung ungefähr senkrecht zur Richtung des Hauptmagnetfeldes verläuft, in den Untersuchungsbereich einzustrahlen und andererseits MR-Signale aus dem Untersuchungsbereich zu empfangen. Eine zweite Hochfrequenzspulen-Anordnung z-RF dient dazu, den Untersuchungsbereich des MR-Grätes mit einem Hochfrequenz-Magnetfeld mit einem im wesentlichen zum Hauptmagnetfeld parallelen Verlauf zu durchfluten. Durch diesen parallelen Verlauf ähneln sich die Geometrien der Hochfrequenzspulen-Anordnung z-RF und des Magneten M, beispielsweise verlaufen die jeweiligen Spulenachsen in z-Richtung entlang einer gleichen Linie. Die Hochfrequenzspulen-Anordnung z-RF kann daher auf einen hier nicht dargestellten dünnen röhrenförmigen Träger gewickelt werden, der in den Magneten M eingebracht wird und den Untersuchungsbereich nur unwesentlich verkleinert.

Zum wechselseitigen Betrieb aller Spulenanordnungen ist ein über die Steuereinheit CTR gesteuerter Schalter SW vorgesehen, der die Spulenanordnung RF zwischen einem Hochfrequenz-Leistungssender TX und einem Empfänger RX hin- und herschaltet. Alternativ kann die Spulenanordnung z-RF mit dem Sender TX gekoppelt werden. Es ist aber auch möglich, einen mehrkanaligen Hochfrequenz-Leistungssender TX einzusetzen, wobei pro Hochfrequenz-Spulenanordnung ein Kanal genutzt wird. Der Sender TX wird ebenfalls von der Steuereinheit CTR angesteuert, welche die zur Ansteuerung der Spulenanordnungen RF und z-RF benötigten Pulssequenzen generiert und weiterhin die Gradientenspulen GX, GY und GZ kontrolliert. Außerdem wird über die Steuereinheit CTR die Position des Patiententisches P variiert. Eine Rekonstruktionseinheit REC digitalisiert und speichert die vom Empfänger RX übermittelten MR-Signale und rekonstruiert dann daraus unter Anwendung bekannter Verfahren Objektfunktionen des Untersuchungsbereiches. Alternativ kann die Rekonstruktionseinheit REC aus den Übermittelten Signalen die Position eines in dem Untersuchungsbereich befindlichen Gegenstandes ermitteln. Die Rekonstruktionseinheit REC steht mit einer Bedienungskonsole CONS in Verbindung, die über einen Monitor verfügt, auf dem Bilddaten von ~~den~~ rekonstruierten Objektfunktionen oder/und die Position eines in dem Untersuchungsbereich befindlichen Gegenstandes dargestellt werden. Die Konsole CONS dient gleichzeitig

dazu, die gesamte Apparatur zu bedienen und die gewünschten Pulssequenzen zu initiieren. Hierzu steht die Konsole CONS außerdem mit der Steuereinheit CTRL in Verbindung. Das erfindungsgemäße Verfahren wird durch entsprechende Programmierung der Rekonstruktionseinheit REC und der Steuereinheit CTR implementiert. Die dazu notwendigen Computerprogramme können mit Hilfe eines Computerprogrammprodukts wie einer Diskette oder CD-ROM über eine Leseeinheit DAT in die Konsole CONS geladen werden. Weiterhin kann die Konsole CONS über einen Netzwerk-Anschluss NET mit einem Datennetzwerk, beispielsweise dem Internet, verbunden werden, sodass die Computerprogramme von dem Datennetzwerk geladen werden.

10

In Schritt 83 aus Fig. 1a wird entschieden, ob nachfolgend eine Positionsbestimmung eines in dem Untersuchungsbereich befindlichen Gegenstandes durchgeführt oder ein Bild erzeugt werden soll. In letztem Fall wird der Schritt 84a ausgeführt, in dem in bekannter Art und Weise durch Ansteuerung der Spulenanordnung RF Kernspinresonanz-Signale angeregt und 15 unter Einfluss der Gradientenfelder GX, GY und / oder GZ wiederum mit der Spulenanordnung RF empfangen, von der Rekonstruktionseinheit REC ausgewertet und zu einem mit der Konsole CONS darstellbaren Bildes verarbeitet werden. Zu Positionsbestimmung des Gegenstandes wird in Schritt 84 mit der Spulenanordnung z-RF ein Hochfrequenz-Magnetfeld erzeugt, welches im wesentlichen parallel zum Hauptmagnetfeld verläuft. In dem Untersuchungsobjekt wird aufgrund der Parallelität der Magnetfelder kein Kernresonanzsignal 20 angeregt.

Wie Fig. 3 zeigt, befindet sich an dem Gegenstand eine Spulenanordnung, die aus einer Spule S1 und aus einer Kapazität K1 einen resonanten Schwingkreis mit der Güte  $Q$  bildet. Die 25 Resonanzfrequenz des Schwingkreises entspricht ungefähr der Frequenz des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$ . Unter der Annahme, dass die Spulenachse G der Spule S1 nicht mit der Richtung des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  übereinstimmt und auch nicht senkrecht dazu verläuft, entsteht in einem gestrichelt dargestellten Bereich um die Spulenanordnung herum ein

zu dem Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_{1z}$  senkreiches lokales Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_{1r}'$ .

Dieser Effekt ist in Fig. 4 verdeutlicht, wobei die Pfeile jeweils die Richtung und die Stärke eines Magnetfeldes repräsentieren. In der Spule S1 mit ihrem entlang der Spulenachse G verlaufendem Spulenvektor A wird durch das wirkende Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_{1z}$  das

5 Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_1 = B_{1z} \cdot \cos \alpha$  induziert, dass aufgrund des resonanten Schwingreises zu  $B_1' \approx Q \cdot B_1 = Q \cdot B_{1z} \cdot \cos \alpha$  verstärkt wird. Die Projektion des induzierten Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_1'$  auf eine zu dem Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_{1z}$  senkrecht verlaufende Gerade ergibt eine Komponente des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1r}'$ , die senkrecht zu dem Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_{1z}$  verläuft, mit

10  $B_{1r}' = B_1' \cdot \sin \alpha \approx Q \cdot B_{1z} \cdot \cos \alpha \cdot \sin \alpha$ . Es zeigt sich, dass  $B_{1r}'$  für einen Winkel von  $\alpha = 45^\circ + n \cdot 90^\circ$  mit  $n = 0,1,2,3,\dots$  maximal wird und für  $\alpha = m \cdot 90^\circ$  mit  $m = 0,1,2,3,\dots$  gerade verschwindet.

Das Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_{1r}'$  regt in dem gestrichelt dargestellten Bereich aus Fig. 3 ein

15 Kernresonanzsignal an, welches senkrecht zu dem Hauptmagnetfeld  $B_0$  verläuft und die somit von der Hochfrequenzspulen-Anordnung RF auf bekannte Art und Weise erfasst werden kann. Da im restlichen Untersuchungsbereich kein Kernresonanzsignal anregt wird, erfasst die Hochfrequenzspulen-Anordnung RF also ausschließlich das Kernresonanzsignal aus der Umgebung der Spulenanordnung mit der Spule S1 und der Kapazität K1, da nur hier zu dem

20 Hauptmagnetfeld  $B_0$  senkrecht Komponenten des anregenden Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  vorhanden sind. Alternativ oder zusätzlich kann dieses Kernresonanzsignal aus der Umgebung der Spulenanordnung auch mit der Hochfrequenzspulen-Anordnung z-RF erfasst werden, wenn diese zusätzlich als Empfangseinheit genutzt wird (die entsprechende Kopplung mit dem Empfänger RX ist in Fig. 2 nicht dargestellt). Dies ist möglich, da das angeregte

25 Kernresonanzsignal in die Hochfrequenzspulen-Anordnung z-RF zurückgekoppelt und analog zu dem oben beschriebenen Mechanismus in z-Richtung gedreht wird (Reziprozität der induktiven Kopplung).

Ist der Gegenstand, an dem sich die Spulenanordnung aus Fig. 3 befindet, beweglich, so kann nicht immer gewährleistet werden, dass die Spulenachse G der Spule S1 einen Winkel von ungefähr  $45^\circ$  mit der Richtung des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  bzw. des Hauptmagnetfeldes  $B_0$  bildet. Daher wird eine Anordnung von drei unabhängigen, aber gleichen resonanten Spulenanordnungen vorgeschlagen, deren Spulenachsen bzw. Spulenvektoren A jeweils einen Winkel von  $45^\circ$  mit den anderen beiden Spulenachsen bilden. Dadurch werden unter Einfluss des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  drei Hochfrequenz-Magnetfelder  $B_{1z}'$  erzeugt, die jeweils senkrecht zu der Richtung des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  verlaufen. Durch einfache Vektoraddition dieser drei Hochfrequenz-Magnetfelder  $B_{1z}'$  ergibt sich, dass unabhängig von der Lage der Anordnung im Untersuchungsbereich immer eine zum Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_{1z}$  senkrechte Komponente entsteht. Lediglich bei einer symmetrischen Ausrichtung der drei Spulenvektoren A zu  $B_0$  heben sich die drei senkrechten Komponenten  $B_{1z}'$  gegenseitig auf. Einerseits aber ist die Wahrscheinlichkeit, dass ein sich bewegender Gegenstand genau diese Position einnimmt, sehr gering. Andererseits sind die hier gemachten Betrachtungen idealisiert, bei einer komplexeren Betrachtung ergibt sich dennoch immer ein Restfeld  $B_{1z}'$ . In einer weiteren Ausführungsform wird vorgeschlagen, zur Erhöhung dieser Restfeldstärke die Stärke des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  zu erhöhen, wenn durch ein starkes Absinken des erfassten Kernresonanzsignals die Ausrichtung der Spulenanordnungen in dieser Position festgestellt wird.

In Schritt 85 aus Fig. 1a werden zur Ortsauflösung des durch das Hochfrequenz-Magnetfeld  $B_{1z}'$  angeregten Kernresonanzsignals die Gradientenfelder GX, GY, und/oder GZ aktiviert, die entsprechend in x-, y- und z-Richtung einen Gradienten aufweisen und unter deren Einfluss das angeregte Kernresonanzsignal in Schritt 86 erfasst wird. Die Schritte 85 und 86 entsprechen bekannten Verfahren zur Erfassung von Kernresonanzsignalen bei der „normalen“ Bilderfassung, sodass an dieser Stelle nicht näher darauf eingegangen und auf entsprechende

Fachliteratur verwiesen wird. Fig. 5a zeigt für eine Dimension den örtlichen Verlauf einer Projektion eines erfassten Signals  $S(\omega)$  aus einem bekannten System, wie beispielsweise in DE19844762 beschrieben. Die durch das lokale Hochfrequenz-Magnetfeld in der Umgebung der Spulenanordnung hervorgerufene Signalerhöhung an der Stelle  $x_1$  ist den übrigen Kernresonanzsignalen überlagert. In den meisten Fällen zeigt sich, dass die Signalüberhöhung nur sehr schwer von den übrigen Kernresonanzsignalen zu unterscheiden ist. Fig. 5b zeigt dagegen, dass bei einem erfundungsgemäßen Verfahren die Signalüberhöhung an der Stelle  $x_1$  als einziges Signal vorhanden ist, da die übrigen Kernresonanzsignale von der Spulenanordnung RF nicht erfasst werden. Somit ist eine solche Signalüberhöhung deutlich besser auswertbar. Das erfasste Kernresonanzsignal wird in Schritt 87 ausgewertet.

Als mögliches Ergebnis kann jeweils eine Projektion aus einer Dimension erfasst und daraus ein zwei- oder dreidimensionales Positionsbild rekonstruiert werden, auf dem vor einem gleichmäßigen Hintergrund die Spulenanordnung aus Fig. 3 als Signalüberhöhung zu sehen ist (die Projektionsrichtungen können beliebig sein, sie stehen jedoch vorzugsweise senkrecht aufeinander). Dieses Verfahren ist auch als „schnelle Lokalisierung“ bekannt. Ein solches Positionsbild kann mit einem unmittelbar zuvor oder danach akquirierten „normalen“ MR-Bild derselben Objektschicht oder desselben Objektvolumens überlagert werden, sodass die Position des Gegenstandes in dem Gesamtbild für einen Betrachter erkennbar ist. Alternativ können in dem Positionsbild zunächst diejenigen Bild- oder Volumenelemente ermittelt werden, die mit ihren Bild- oder Volumenwerten die Signalüberhöhung darstellen. Diese Bild- oder Volumenelemente können dann in einem „normalen“ MR-Bild durch eine besondere Einfärbung hervorgehoben werden. Auch ist es möglich, die geometrischen Abstände der ~~erhöhten~~ Position zu einem Referenzpunkt (z.B. der Bildnullpunkt) anzugeben. Diese Abstände können als Zahlenwerte neben einem „normalen“ Bild eingeblendet sein oder mit Hilfe eines Fadenkreuzes in einem „normalen“ Bild sichtbar gemacht werden.

Weiterhin ist es möglich, statt lediglich einer Projektion jeweils einen vollständigen Satz von Projektionen zu ermitteln und ein vollwertiges Bild mit der gleichen Ortsauflösung wie bei den „normalen“ Bildern zu rekonstruieren. Da mit steigender Ortsauflösung zwar die Genauigkeit der Position steigt, aber auch der Aufwand bei der Rekonstruktion, kann als Mittelweg die 5 Ortsauflösung durch Unterabtastung reduziert werden, sodass einerseits mehr Informationen als die von drei Projektionen bei der Rekonstruktion verwendet werden, andererseits jedoch der Rekonstruktionsaufwand gegenüber „normalen“ Bildern verringert wird.

In Schritt 88 wird gefragt, ob die Untersuchung beendet ist. Wenn nein, dann werden die 10 zuvor beschriebenen Schritte ab Schritt 83 wiederholt. Andernfalls ist das Verfahren beendet.

Eine andere Ausführungsform ist das sogenannte „Tracking“, bei der die Position eines sich bewegenden Gegenstandes im Verlauf einer Untersuchung verfolgt werden soll. Als Beispiel dazu wird im Folgenden die Positionsverfolgung einer Katheterspitze mit automatischer Aus-15 wahl der bei der folgenden Akquisition ausgewählten Schichten des Objekts beschrieben. An der Spitze eines Katheters 40 sind zum Lokalisieren und Navigieren unter Ausnutzung der kernmagnetischen Resonanz drei resonante Spulenanordnungen 44, 46 und 48 angeordnet sind, deren Spulenachsen einen Winkel von ungefähr  $45^\circ$  zueinander bilden. Dazu ist auf einem zylindrischen Träger 42 eine erste resonante Spulenanordnung in Form einer Spule 44 20 angebracht, deren Windungen so gewickelt sind, dass ihre Spulenachse D44 schräg zur Trägerachse 42a verläuft. Der zum Aufbau eines Schwingkreises notwendige Kondensator ist der Übersichtlichkeit wegen hier sowie bei den anderen Spulenanordnungen nicht dargestellt. Weiterhin ist eine zweite resonante Spulenanordnung in Form einer Sattelspule 46 auf der Oberfläche des zylindrischen Trägers 42 angebracht. Von den Leitern der Sattelspule 46 sind 25 nur die vorderen Bereiche sichtbar, sie erstrecken sich auf die rückwärtige Seite des Katheters 40 symmetrisch zur Vorderseite fort. Eine dritte resonante Spulenanordnung umfasst ebenfalls eine auf dem zylindrischen Träger angeordnete Sattelspule 48, die gleich wie die Sattelspule 46 aufgebaut, jedoch um etwa  $45^\circ$  dazu verdreht angeordnet ist. Dadurch bilden die Spulenachsen D46 und D48 der Sattelspulen 46 und 48 einen Winkel  $\alpha 1$  von etwa

45°. Die Spulenachse D44 der ersten Spule ist so ausgerichtet, dass sie sowohl mit der Spulenachse D46 einen Winkel  $\alpha_2$  als auch mit der Spulenachse D48 einen Winkel  $\alpha_3$  von jeweils etwa 45° bildet.

- 5 Wenn der Katheter 40 mit der dargestellten Spulenanordnung über Blutgefäße in den Körper eingebracht wird, kann als bildgebende Substanz im MR-Gerät das durch die Gefäße strömende Blut verwendet werden. Zur vollen Ausnutzung der durch die Spulenanordnung generierten senkrechten Komponenten des anregenden Hochfrequenz-Magnetfeldes ist es vorteilhaft, dass das Blut bzw. eine wässrige Flüssigkeit nicht nur außerhalb des Trägers 42,  
10 sondern auch im Innenraum vorhanden ist. Dies kann durch Öffnungen im Träger 42 erreicht werden. Alternativ ist es möglich, den Träger 42 geschlossen auszustalten und im Innenraum des Trägers 42 eine hier nicht dargestellte Probe anzutragen. Eine solche Probe besteht aus einem Material, welches unter Einfluss entsprechender Magnetfelder Kernresonanzsignale liefert und ist beispielsweise in Form einer mit Wasser gefüllten Kapsel ausgeführt, wobei das  
15 Wasser zur Signalerhöhung zusätzlich mit einem Kontrastmittel vermischt sein kann.

Mit einem solchen Katheter 40, der in ein Untersuchungsobjekt eingebracht ist und der sich im Untersuchungsbereich des MR-Gerätes aus Fig. 2 befindet, wird das Verfahren nach Fig. 1b ausgeführt, wobei die dort gezeigten Schritte prinzipiell den Schritten aus Fig. 1a entsprechen.

- 20 Zunächst wird in Schritt 82 das Hauptmagnetfeld eingeschaltet, dann in Schritt 84 durch die Hochfrequenz-Spulenanordnung z-RF ein Hochfrequenz-Magnetfeld kurzzeitig wirksam und in Schritt 25 das Gradientenmagnetfeld GZ aktiviert, das in z-Richtung parallel zum Hauptmagnetfeld  $B_0$  verläuft. In Schritt 86 werden die in der Umgebung der Katheterspitze 40 angeregten Kernresonanzsignale empfangen und in Schritt 87 ausgewertet. Durch die Verwendung des oben genannten Gradientenfeldes kann aus den erfassten Signalen, ähnlich wie in Fig. 5b dargestellt, die Position der Katheterspitze entlang des Gradienten, also entlang der z-Richtung bestimmt werden. Im folgenden Schritt 84a wird nun in derjenigen Schicht des Objekts, in der die Position der Katheterspitze festgestellt wurde, auf herkömmlichen Weg Kernresonanzsignale angeregt und erfasst und ein entsprechendes Schichtbild rekonstruiert.  
25

Anschließend wird die Positionsbestimmung der Katheterspitze entlang der z-Achse wiederholt und ein nächstes Schichtbild der Schicht, in der sich der Katheter nun befindet, generiert. Ist das MR-Gerät zur Erzeugung von Volumenbildern geeignet, so kann durch dieses Verfahren das dargestellte Volumen so ausgewählt werden, dass sich die Katheterspitze beispielsweise in der Mitte des Volumens bezüglich der z-Achse befindet. Eine Kombination mit dem oben beschriebenen Überlagerungsverfahren ist zusätzlich denkbar.

5

Bei einem MR-Gerät, wie es beispielsweise in Fig. 2 dargestellt ist, kann es bei der praktischen Umsetzung der Spulenanordnung z-RF vorkommen, dass insbesondere in den

10 Randbereichen des Untersuchungsbereichs keine vollkommene Parallelität des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  zu dem Hauptmagnetfeld  $B_0$  erreicht wird. Bei vektorieller Betrachtung bedeutet dies, dass das Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  selbst schon zu dem Hauptmagnetfeld  $B_0$  senkrechte Komponenten enthält. Diese - wenn auch geringen - senkrechten Komponenten des Hochfrequenz-Magnetfeldes  $B_{1z}$  regen weitere Kernmagnetisierungen an, deren

15 Kernresonanzsignal zusätzlich zu dem in der Umgebung der Umwandlungsmittel angeregten erfasst wird. In Fig. 5c ist dies beispielsweise in x-Richtung dargestellt. Zusätzlich zu dem an der Position x1 befindlichen Signal sind in den Randbereichen weitere Signale erkennbar. In der Regel sind diese Signale gleichwertig bei unterschiedlichen Erfassungen enthalten, da sie von einem mehr oder weniger unbeweglichen Untersuchungsobjekt herrühren. Wird zu Beginn

20 der Untersuchung eine Referenzmessung durchgeführt, bei der die Verfahrensschritte 84 bis 87 ohne vorhandene Umwandlungsmittel ausgeführt werden, so kann diese Referenzmessung von den folgenden erfassten Signalen subtrahiert werden, um diese aus den aktuell erfassten Signalen zu eliminieren. Befinden sich die Umwandlungsmittel nicht in den Randbereichen, so ist alternativ zur Eliminierung der Randbereich-Signale eine Bandpass-Filterung des empfangenen Signals denkbar.

25

Zuletzt sei darauf hingewiesen, dass die hier beschriebenen Verfahren nicht auf Katheter-Untersuchungen beschränkt sind. Generell kann der in Fig. 3 dargestellte Träger 42 auch an

anderen Gegenständen angeordnet werden, beispielsweise an chirurgischen Instrumenten zu minimal-invasiven Operationen oder an Markern zum Markieren von bestimmten Teilen des Untersuchungsobjekts (Knochen, Organe, Hautoberflächen, ...). Bei einer Markierung von bestimmten Punkten der Objektoberfläche können Pflaster zum Einsatz kommen, in denen

5 eine miniaturisierte Spulenanordnung eingearbeitet ist. Des Weiteren ist es möglich, statt nur einen mehrere Gegenstände mit Umwandlungsmitteln zu versehen, deren Positionen gleichzeitig bestimmbar sind.

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zur Positionsbestimmung eines in dem Untersuchungsbereich eines MR-Gerätes befindlichen Gegenstandes, mit den Schritten
  - a) Erzeugung eines Hochfrequenz-Magnetfeldes in dem Untersuchungsbereich, welches im wesentlichen parallel zu einem gleichzeitig wirksamen Hauptmagnetfeld verläuft, wobei mit
  - 5 Hilf von an dem Gegenstand angebrachten Umwandlungsmitteln in deren Umgebung aus dem Hochfrequenz-Magnetfeld eine zu dem Hauptmagnetfeld senkrechte Komponente des Hochfrequenzmagnetfeldes entsteht,
  - b) Erfassung des als Folge der senkrechten Komponente des Hochfrequenz-Magnetfeldes angeregten Kernresonanzsignals in Verbindung mit einem Gradientenmagnetfeld,
  - 10 c) Auswertung des Kernresonanzsignals und Bestimmung der Position des Gegenstandes.
2. MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, mit
  - a) Mitteln zur Erzeugung eines Hauptmagnetfeldes in einem Untersuchungsbereich,
  - b) Mitteln zur Erzeugung eines Hochfrequenz-Magnetfeldes im Untersuchungsbereich,
  - 15 welches im wesentlichen parallel zum Hauptmagnetfeld verläuft,
  - c) Mitteln zur Erzeugung von wenigstens einem Gradientenmagnetfeld,
  - d) Mitteln zur Erfassung von Kernresonanzsignalen,
  - e) einer Auswerteeinheit zu Auswerten der Kernresonanzsignale,
  - f) einer Steuereinheit zum Steuern der vorgenannten Komponenten derart, dass folgende
- 20 Schritte ausgeführt werden:

f1) Erzeugung eines Hochfrequenz-Magnetfeldes in dem Untersuchungsbereich, welches im wesentlichen parallel zu einem gleichzeitig wirksamen Hauptmagnetfeld verläuft, wobei mit Hilfe von an dem Gegenstand angebrachten Umwandlungsmittern in deren Umgebung eine dazu senkrechte Komponente des magnetischen Hochfrequenzfeldes erzeugt wird,

5 f2) Erfassung des als Folge der senkrechten Komponente des Hochfrequenz-Magnetfeldes angeregten Kernresonanzsignals in Verbindung mit einem Gradientenmagnetfeld,

f3) Auswertung des Kernresonanzsignals und Bestimmung der Position des Gegenstandes.

3. Spulenanordnung für ein MR-Gerät zur Erzeugung eines Hochfrequenz-Magnetfeldes im

10 Untersuchungsbereich, welches im wesentlichen parallel zu dem Hauptmagnetfeld des MR-Gerätes verläuft.

4. Umwandlungsmitte für ein MR-Gerät zur Erzeugung von senkrechten Komponenten zu einem Hochfrequenz-Magnetfeld, mit wenigstens einer Spulenanordnung mit wenigstens einer

15 Spule, deren Spulenachse einen von  $90^\circ$  verschiedenen Winkel, vorzugsweise einen Winkel von  $45^\circ$ , zu der Richtung des Hochfrequenz-Magnetfeldes bildet.

5. Umwandlungsmitte nach Anspruch 4, wobei die Spulenanordnung einen resonanten Schwingkreis bildet.

20

6. Umwandlungsmitte für ein MR-Gerät zur Erzeugung von senkrechten Komponenten zu einem Hochfrequenz-Magnetfeld, mit wenigstens zwei Spulenanordnungen mit jeweils ~~wenigstens~~ einer Spule, wobei die Spulenachsen der Spulen einen von  $90^\circ$  verschiedenen Winkel, vorzugsweise einen Winkel von  $45^\circ$ , zueinander bilden.

25

7. Medizinisches Interventionsinstrument mit einem in den Körper einbringbaren invasiven Abschnitt, an dem Umwandlungsmittel zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 angeordnet sind.

5 8. Katheter nach Anspruch 7.

9. Katheter nach Anspruch 8 mit einem an der Katheterspitze anbringbaren Trägerkörper, auf dem drei flache Spulenanordnungen angebracht sind, wobei die Spulenachsen der Spulen jeweils einen von  $90^\circ$  verschiedenen Winkel, vorzugsweise einen Winkel von  $45^\circ$ , bilden.

10

10. Computerprogramm oder Computerprogrammprodukt, welches die programmierbaren Komponenten eines MR-Gerätes in die Lage versetzt, ein Verfahren nach Anspruch 1 durchzuführen.

ZUSAMMENFASSUNG**Verfahren und Anordnung zur Positionsbestimmung eines Gegenstandes in einem MR-Gerät**

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Positionsbestimmung eines in dem Untersuchungsbereich eines MR-Gerätes befindlichen Gegenstandes wie beispielsweise eines medizinischen Interventionsinstruments. Dazu wird in dem Untersuchungsbereich ein Hochfrequenz-Magnetfeld erzeugt, welches im wesentlichen parallel zu einem gleichzeitig wirksamen Hauptmagnetfeld verläuft. Dabei entsteht in der Umgebung von an dem Gegenstand angebrachten Umwandlungsmitteln eine zu dem Hauptmagnetfeld senkrechte Komponente des Hochfrequenz-Magnetfeldes, durch die ein Kernresonanzsignal angeregt wird. In Verbindung mit einem Gradientenfeld wird das Kernresonanzsignal erfasst und ausgewertet, sodass die Position des Gegenstandes bestimmt werden kann. Weiterhin betrifft die Erfindung ein MR-Gerät sowie spezielle Komponenten zur Durchführung des Verfahrens.

Fig. 1a

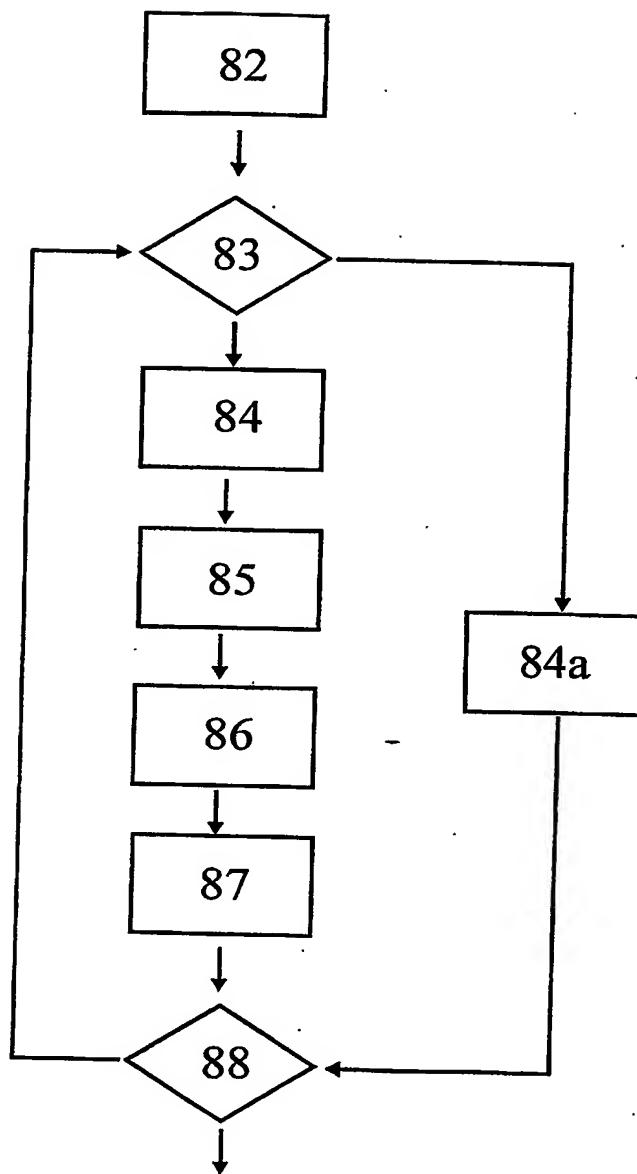


Fig. 1a

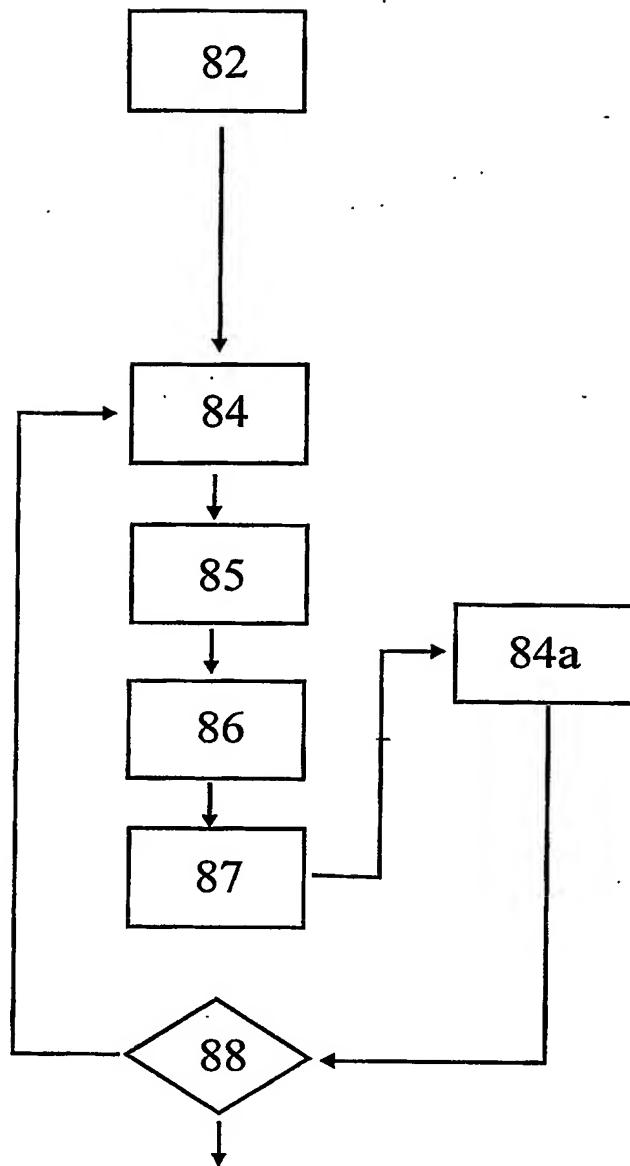


Fig. 1b

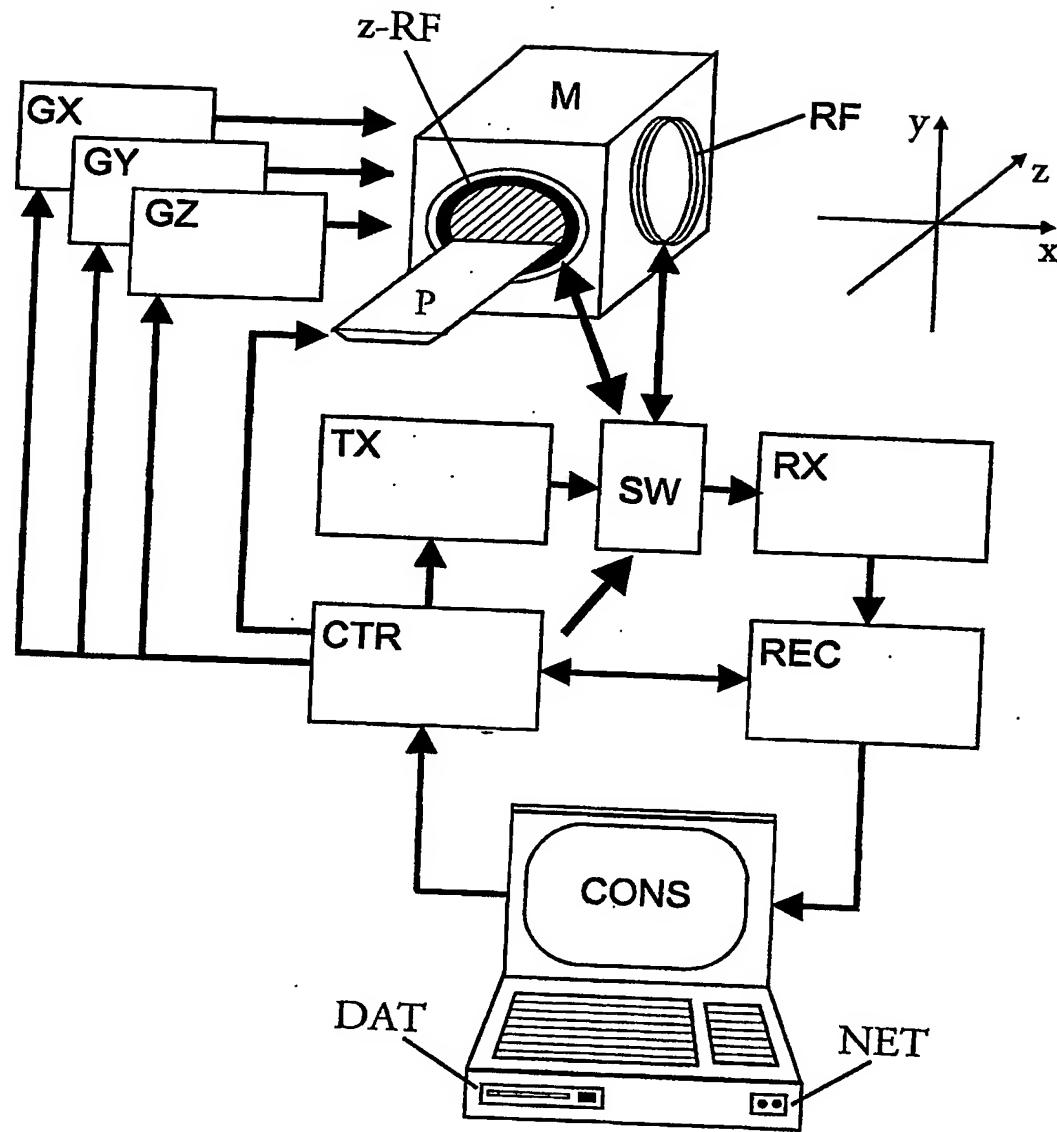


Fig. 2

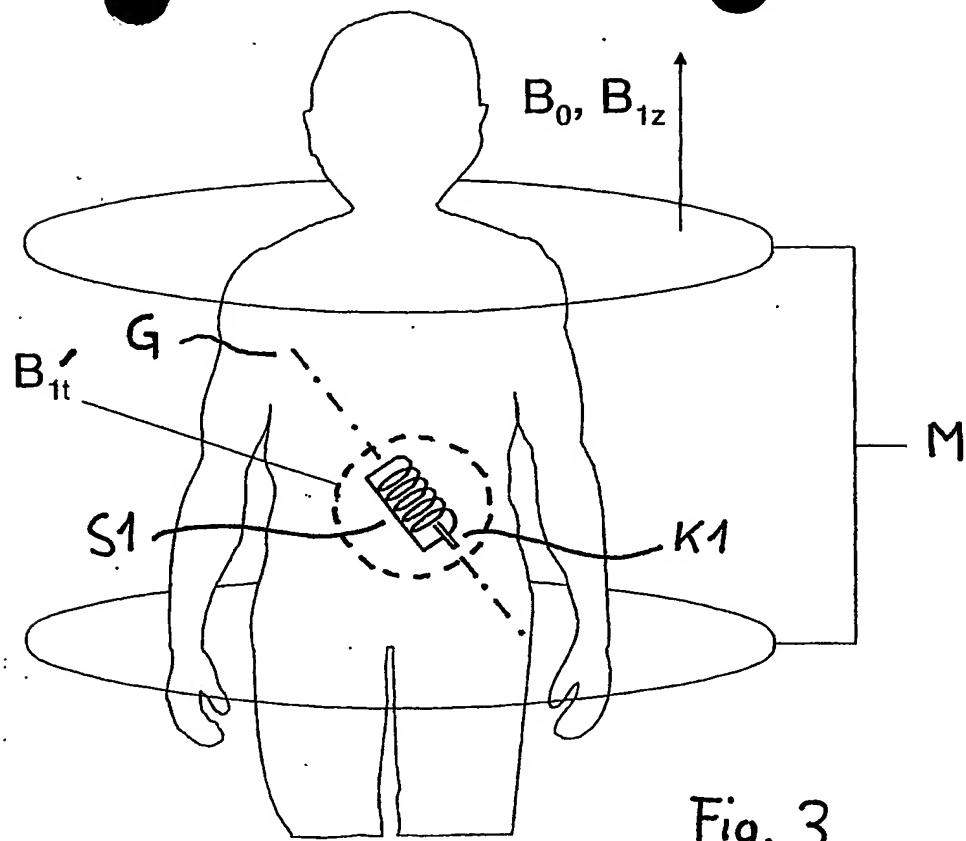


Fig. 3

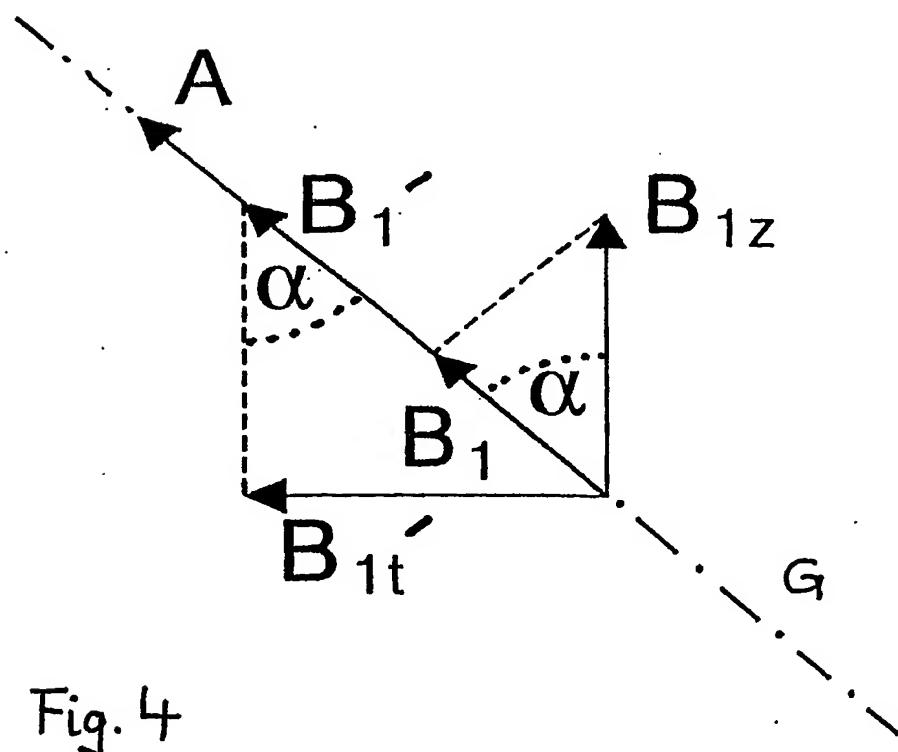


Fig. 4

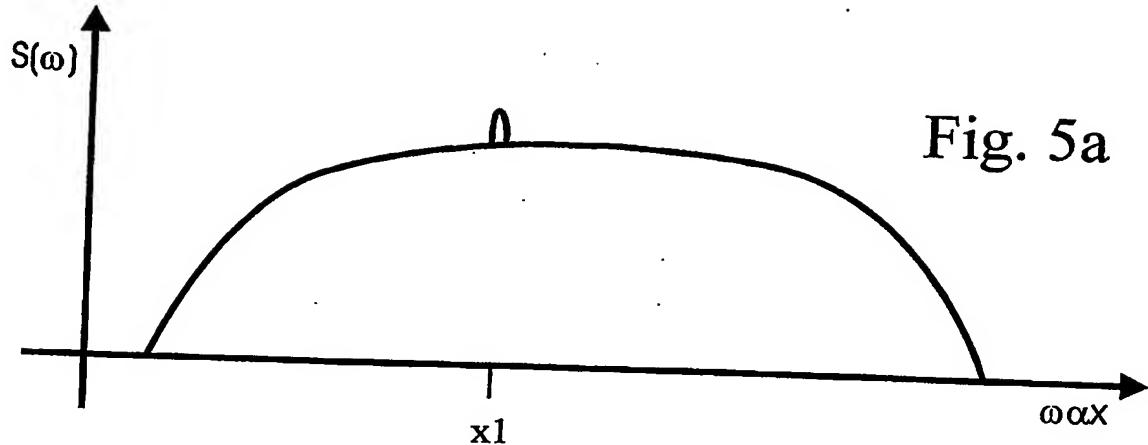


Fig. 5a

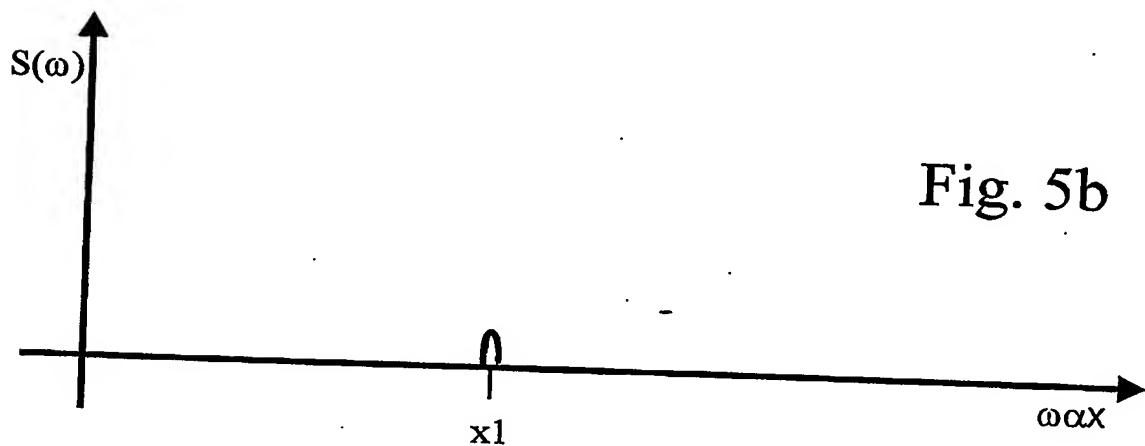


Fig. 5b

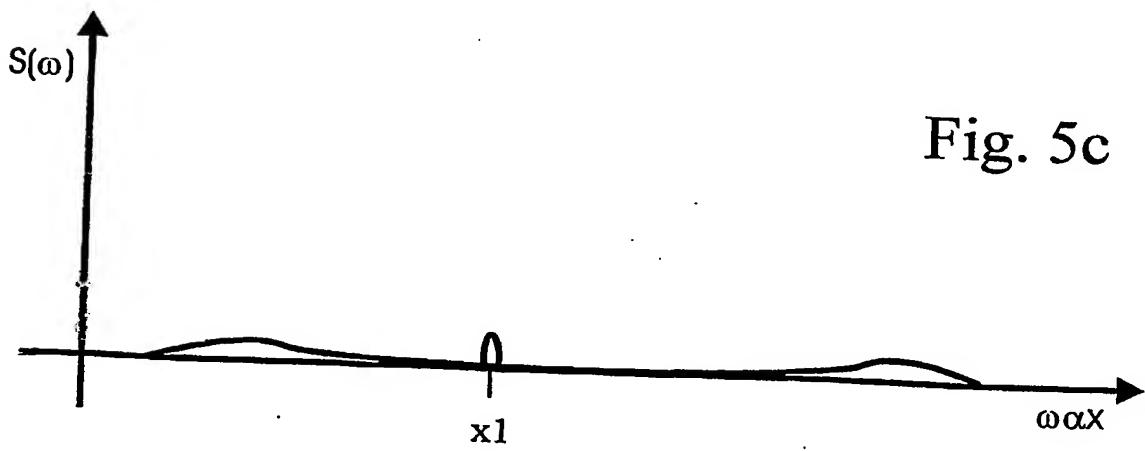


Fig. 5c

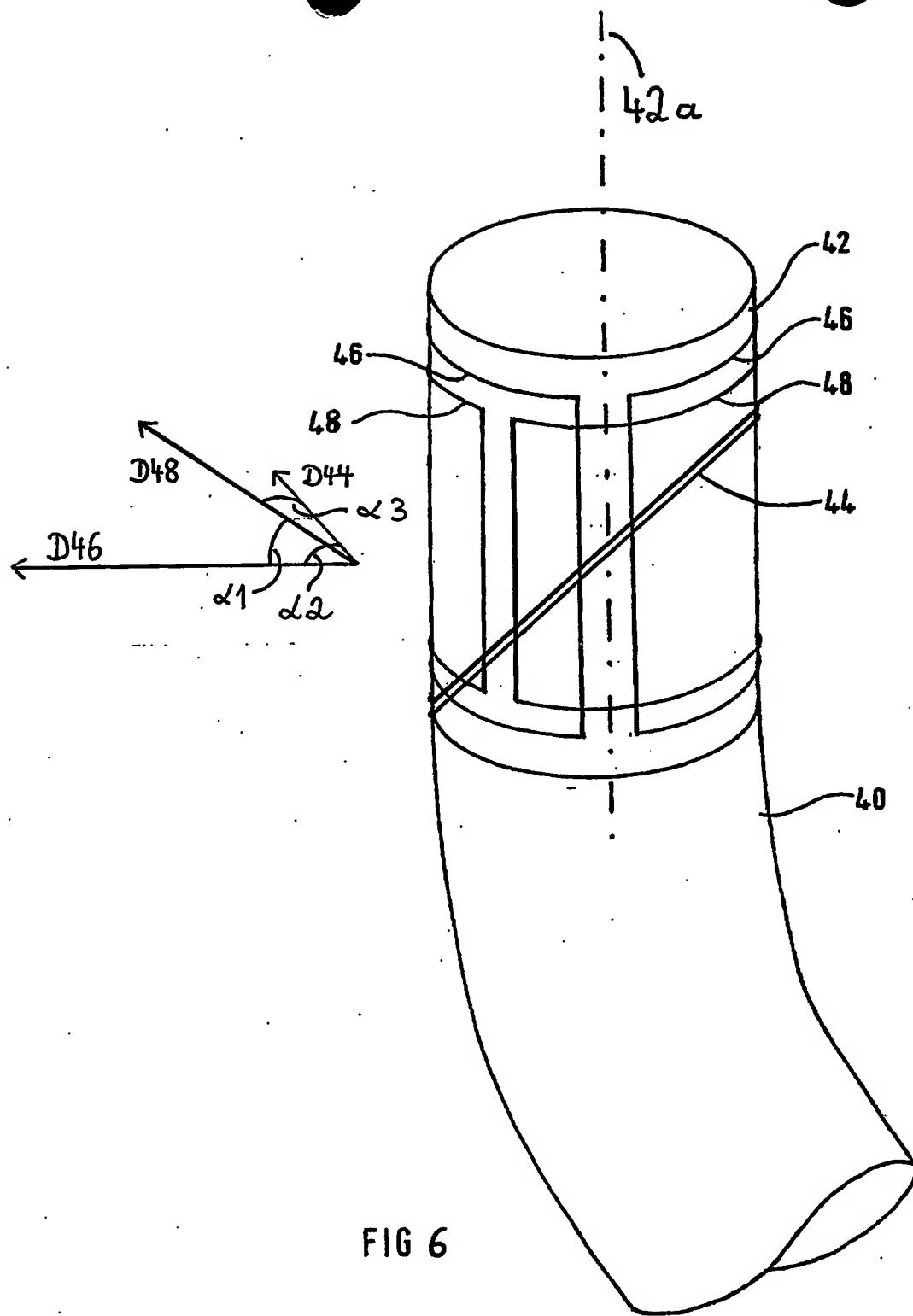
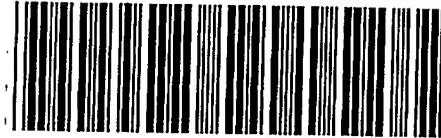


FIG 6

PCT Application  
**IB0305603**



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

**BLACK BORDERS**

**IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

**FADED TEXT OR DRAWING**

**BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

**SKEWED/SLANTED IMAGES**

**COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

**GRAY SCALE DOCUMENTS**

**LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

**REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

**OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**